

Sicherheitsmechanismus für ein Laserbehandlungsgerät

- 5 Die Erfindung bezieht sich auf ein Laserbehandlungsgerät für die Augenchirurgie, mit einem auf das Auge aufsetzbaren Kontaktglas, durch das ein Behandlungs-Laserstrahl fällt und einem Sicherheitsmechanismus, der das Kontaktglas beweglich hält, so daß es bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas gerichteten Kraft zurückweicht. Die Erfindung bezieht sich weiter auf ein Laserbehandlungsgerät für die Augenchirurgie, mit einer
- 10 Strahlablenkeinheit, die einen Behandlungs-Laserstrahl mindestens um eine Achse variabel ablenkt, einer Fokussieroptik, die der Strahlablenkeinheit nachgeordnet ist, die den Laserstrahl längs einer optischen Achse in oder auf das Auge fokussiert, einem auf das Auge aufsetzbaren Kontaktglas, das der Fokussieroptik nachgeordnet ist, und einem Sicherheitsmechanismus, der das Kontaktglas beweglich hält, so daß es bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung
- 15 auf das Kontaktglas gerichteten Kraft zurückweicht.

- Solche Laserbehandlungsgeräte werden für laserchirurgische Verfahren am Auge angewendet. Dabei wird die Behandlungs-Laserstrahlung derart fokussiert, daß mittels eines optischen Durchbruchs eine Gewebeveränderung ausgelöst wird. Die Behandlungs-Laserstrahlung wirkt
- 20 beispielsweise durch Photodisruption oder -ablation. Eine besonders vorteilhafte Anwendung dieses Prinzips findet sich bei der Fehlsichtigkeitskorrektur in der Ophthalmologie. Fehlsichtigkeiten des Auges rühren oftmals daher, daß die Brechungseigenschaften von Hornhaut und Linse keine ordnungsgemäße Fokussierung auf der Netzhaut bewirken. Bei Kurzsichtigkeit (auch als Myopie bezeichnet) liegt der Fokus bei entspanntem Auge vor der Netzhaut; bei
- 25 Fernsichtigkeit (auch als Hyperopie bezeichnet) ist der Fokus dagegen hinter der Netzhaut. Eine Fehlsichtigkeit kann auch in Form eines Astigmatismus vorliegen, wenn die Fokussierung nicht in einem Brennpunkt, sondern linienförmig verzeichnet erfolgt.

- Zur Fehlsichtigkeitskorrektur ist es bekannt, mittels Behandlungs-Laserstrahlen die Brechungseigenschaften der Hornhaut geeignet zu beeinflussen. Solche Verfahren sind beispielsweise in
- 30

den US 5.984.916 und US 6.110.166 beschrieben. Dabei wird eine Vielzahl von optischen Durchbrüchen so aneinandergereiht, daß innerhalb der Hornhaut des Auges ein Teilvolumen isoliert wird. Dieses isolierte und somit vom übrigen Hornhautgewebe getrennte Teilvolumen wird dann über einen seitlich öffnenden Schnitt aus der Hornhaut herausgenommen. Die
5 Gestalt des Teilvolumens ist dabei so gewählt, daß die Brechungseigenschaften der Hornhaut nach der Entnahme des Teilvolumens so geändert sind, daß die erwünschte Fehlsichtigkeitskorrektur erreicht ist.

Zur Ausbildung des Schnittes durch Aneinanderreihung von optischen Durchbrüchen ist es
10 natürlich unumgänglich, die optischen Durchbrüche an exakt vorbestimmten Stellen zu erzeugen. Dies erfordert eine exakte Positionierung des Laserstrahls in der Augenhornhaut. Eine Verschiebung des Auges gegenüber dem Laserbehandlungsgerät muß deshalb so weit wie möglich vermieden oder ausgeglichen werden. Die US 6.373.571 und die WO 0/002008 A1 schlagen deshalb Kontaktlinsen vor, die als Adapter auf die Augenhornhaut aufgesetzt werden
15 und diese gegenüber dem Laserbehandlungsgerät fixieren. Das Auge wird in der Regel mittels Unterdruck am Adapter festgesaugt. Dieser auch als Kontaktglas bezeichnete Adapter erfüllt zwei Funktionen: Zum einen verformt er das Auge entsprechend der durch ihn vorgegebenen Oberflächenform. Somit liegt eine definierte Oberflächenform im Strahlengang des Laserbehandlungsgerätes vor. Zum anderen fixiert das Kontaktglas das Auge und verhindert dadurch
20 eine Verschiebung des Auges während des therapeutischen Eingriffs.

Um das Kontaktglas sicher am Auge auch bei Bewegungen des Patienten zu halten, schlägt die
US 5.336.215 eine gattungsgemäße Vorrichtung vor, bei der das die Laserstrahlung
fokussierende Objektiv gemeinsam mit dem Kontaktglas in einem Rahmen sitzt, der seinerseits
25 federnd aufgehängt ist. Objektiv und Kontaktglas sind damit gemeinsam entlang der optischen Einfallachse der Behandlungs-Laserstrahlung verschieblich. Eine Bewegung des Patienten führt damit automatisch zu einer Verschiebung des Kontaktglases und der Fokussierungsoptik im Strahlengang. Diese Bewegung der Optik hat sich nun als nachteilig hinsichtlich der Qualität, mit der der Behandlungs-Laserstrahl fokussiert werden kann, herausgestellt.

30 Als Abhilfe dazu wäre es denkbar, das Kontaktglas und die Fokussierungsoptik dauerhaft und unverrückbar am Laserbehandlungsgerät zu befestigen. Dieser Ansatz birgt jedoch das Risiko, daß bei Bewegungen des Patienten das Auge durch Quetschung geschädigt wird. Eine solche Bewegung könnte entweder durch eine Körperbewegung des Patienten verursacht sein oder
35 auftreten, wenn das Auge an das Kontaktglas angesetzt wird.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, ein Laserbehandlungsgerät der eingangs genannten Art so weiterzubilden, daß der Sicherheitsmechanismus eine Quetschung des

Auges zuverlässig ausschließen kann, ohne sich negativ auf die optische Qualität des Laserbehandlungsgerätes auszuwirken.

5 Diese Aufgabe wird bei einem Laserbehandlungsgerät für die Augen Chirurgie, mit einem auf das Auge aufsetzbaren Kontaktglas, durch das ein Behandlungs-Laserstrahl fällt, wobei ein Sicherheitsmechanismus vorgesehen ist, der das Kontaktglas am Gehäuse beweglich so hält, daß es bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas gerichteten Kraft zurückweicht, dadurch gelöst, daß der Sicherheitsmechanismus ein Zurückweichen erst bei
10 Kraftgrenzwertes liegender Kraft das Kontaktglas fixiert hält.

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß weiter gelöst mit einem Laserbehandlungsgerät für die Augen Chirurgie, mit einer Strahlablenkeinheit, die einen Behandlungs-Laserstrahl mindestens um eine Achse variabel ablenkt, einer Fokussieroptik, die der Strahlablenkeinheit nachgeordnet
15 ist, die den Laserstrahl längs einer optischen Achse in oder auf das Auge fokussiert, einem Kontaktglas, das der Fokussieroptik nachgeordnet und das auf das Auge aufsetzbar ist, und einem Sicherheitsmechanismus, der das Kontaktglas beweglich hält, so daß es bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas gerichteten Kraft zurückweicht, bei dem die Strahlablenkeinheit zumindest hinsichtlich einer für die eine Achse der Ablenkung
20 wirkenden Ablenkelementes in der Eintrittspupille der Fokussieroptik angeordnet ist und der Sicherheitsmechanismus das Kontaktglas, die Fokussieroptik und das Ablenkelement so koppelt, daß beim Zurückweichen das Ablenkelement in der Eintrittspupille bleibt und die Länge des Lichtweges zwischen dem zwischen dem Ablenkelement und dem Kontaktglas konstant ist.

25 Erfindungsgemäß wird die Aufgabe auch gelöst mit einem Laserbehandlungsgerät für die Augen Chirurgie, mit einem auf das Auge aufsetzbaren Kontaktglas, durch das ein Behandlungs-Laserstrahl fällt und einem Sicherheitsmechanismus, der das Kontaktglas beweglich hält, so daß es bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas gerichteten Kraft zurückweicht, wobei der Sicherheitsmechanismus eine Detektoreinrichtung aufweist, welche ein
30 Zurückweichen des Kontaktglases überwacht und bei einer einen Schwellwert überschreitenden Kontaktglasbewegung einen Laserbehandlungsbetrieb des Laserbehandlungsgerätes unterbricht.

Die Erfindung nimmt also von dem im Stand der Technik verfolgten Konzept, etwaige
35 Augenbewegungen durch eine federnde Lagerung des Kontaktglases auszugleichen, grundlegend Abkehr und sieht ein in gewissen Rahmenbedingungen starres Kontaktglas vor. Diese Starrheit ist in einer ersten Version der Erfindung dahingehend ausgestaltet, daß das Kontaktglas erst oberhalb eines Kraftgrenzwertes beweglich ist. Somit sind optimale optische

Verhältnisse bei der Beaufschlagung des Auges mit dem Behandlungs-Laserstrahl sichergestellt, und zugleich ist eine Quetschung des Auges ausgeschlossen, da der Kraftgrenzwert quasi eine Paniksicherung bewirkt.

- 5 In einer anderen Version der Erfindung ist die Starrheit des Kontaktglases nicht auf das Auge bezogen, sondern auf die gegenseitige Lage von Kontaktglas, Fokussieroptik und Ablenkelement. Die dahingehend wirkende Koppelung des Sicherheitsmechanismus erlaubt nun eine Bewegung des Kontaktglases aufgrund von Augen- oder Kopfbewegungen des Patienten, jedoch sind diese Bewegungen nun ohne Auswirkungen auf die optischen Eigenschaften der
- 10 Fokussierung des Behandlungs-Laserstrahls.

In einer dritten Version der Erfindung ist die im erfindungsgemäßen Konzept vorgesehene Starrheit des Kontaktglases in funktioneller Weise erreicht. Der Laserbehandlungsbetrieb wird unterbrochen, wenn das Kontaktglas über ein bestimmtes Maximalmaß hinaus bewegt wird.

15

- Die eingangs genannten im Rahmen der Erfindung vorgesehenen Aufgabenlösungen realisieren also verschiedene Varianten ein und desselben erfinderischen Konzepts, nämlich mittels eines Sicherheitsmechanismus eine Starrheit des Kontaktglases zu bewirken, die eine störende Defokussierung oder Fehlpositionierung der Behandlungs-Laserstrahlung bei
- 20 Augenbewegungen bzw. Kopfbewegungen ausschließt. Die Starrheit kann dabei, wie erwähnt, entweder strukturell hinsichtlich des Auges bzw. der Optik des Laserbehandlungsgerätes oder aber funktionell realisiert sein. Diese drei Ansätze werden nachfolgend als erste Variante (Zurückweichen des Kontaktglases oberhalb eines Kraftgrenzwertes), zweite Variante (Kopplung von Kontaktglas, Fokussieroptik und Ablenkelement) bzw. dritte Variante
- 25 (Abschalten der Laserbehandlung bei einer einen Schwellwert überschreitenden Kontaktglasbewegung) bezeichnet.

- Allen drei Varianten ist gemein, daß sie eine Quetschung des Auges verhindern. Bei Quetschungsgefahr werden Kontaktglas und Patient auseinanderbewegt. Dieser Sachverhalt
- 30 wird hier als Zurückweichen beschrieben. Darunter ist zum einen zu verstehen, daß das Kontaktglas sowie eventuell weitere Teile des Laserbehandlungsgerätes von der Sollposition des Patienten wegbewegt werden. Zum anderen fällt unter diesen Begriff aber natürlich auch eine kinematisch umgekehrte Ansatzweise, bei der der Patient vom Kontaktglas wegbewegt wird. Aus Sicht des Patienten ist das ebenfalls ein Zurückweichen des Kontaktglases, was die
- 35 hier getroffene begriffliche Vereinheitlichung rechtfertigt.

Die Varianten der Erfindung können selbstverständlich auch miteinander kombiniert werden. Das gilt ebenso für etwaige Ausgestaltungen und Weiterbildungen.

In der ersten Variante der Erfindung führt eine Erhöhung des Druckes, den der Patient, beispielsweise über sein Auge, auf das Laserbehandlungsgerät ausführt, erst dann zu einem Zurückweichen des Kontaktglases, wenn der Kraftgrenzwert überschritten ist. Eine Quetschung des Auges ist bei geeigneter Wahl des Kraftgrenzwertes ausgeschlossen, und zugleich ist bei normalen Verhältnissen ein optimaler Betrieb erreicht.

In einer besonders einfachen Bauweise wird der Kraftgrenzwert durch eine Feder- bzw. Gewichtskraft bewirkt. Eine Möglichkeit, dies zu erreichen, ist beispielsweise eine federnde Lagerung des Patienten auf einem Bett, die so gewählt ist, daß das Patientenbett bei einer scheinbaren Erhöhung des Patientengewichtes zurückweicht. Ein gesteigerter Druck des Auges auf das Kontaktglas wirkt sich in einer solchen scheinbaren Erhöhung des Patientengewichtes aus, so daß dann das gewünschte Zurückweichen eintritt. Das Laserbehandlungsgerät bzw. der optische Teil dieses Gerätes kann dabei räumlich fest bleiben. Anstelle der geschilderten mechanischen Ausgleichsmöglichkeit kann natürlich auch eine entsprechende Regelung, beispielsweise in Form einer elektronischen Regelung erfolgen.

In einer kinematisch umgekehrten und vergleichsweise mechanisch einfacheren Bauweise ist es vorteilhaft, das Kontaktglas an einem Halteelement zu befestigen, das mit einer den Kraftgrenzwert definierten Kraft auf einen Anschlag des Gehäuses gedrückt ist. Das Kontaktglas kann dann bei einer den Kraftgrenzwert überschreitenden Andruckkraft gegenüber dem Gehäuse verschoben werden, so daß die gewünschten Sicherheitsmerkmale erreicht sind. Das Zurückweichen wird dann vom Kontaktglas ausgeführt; das Bett muß dazu nicht bewegt werden.

Die kann auch kombiniert werden, indem ein Kraftsensor am Halteelement befestigt wird, die Ausweichbewegung aber am Bett erfolgt.

In einer vorteilhaften Weiterbildung der Erfindung kann die Laserbehandlung auch bei einem Zurückweichen des Kontaktglases fortgeführt werden, zumindest solange gewisse Rahmenbedingungen eingehalten sind. Dazu ist es zweckmäßig, wenn nicht nur das Kontaktglas zurückweicht, sondern auch die relevanten Teile der Optik, mit der der Behandlungslaserstrahl in das Auge oder auf das Auge fokussiert wird. Es ist deshalb bevorzugt, daß das Halteelement, an dem das Kontaktglas befestigt ist, auch eine Fokussieroptik, die den Behandlungs-Laserstrahl in oder auf das Auge fokussiert, trägt. Beim Zurückweichen bewegen sich dann Kontaktglas und Fokussieroptik gemeinsam.

Der Kraftgrenzwert ist zweckmäßigerweise so eingestellt, daß eine Quetschung des Auges sicher ausgeschlossen ist. Ein dafür geeigneter Wert liegt bei etwa 1 N.

Die erste Variante der Erfindung eignet sich nicht nur dafür, daß eine Fehlverhalten des Patienten ohne Schaden bleibt, auch eine Gerätefehlfunktion kann abgefangen werden. Üblicherweise wird bei der Laserbehandlung der Patient auf einem Bett gelagert. Eine Höhenverstelleinrichtung erlaubt es, den Abstand zwischen Laserbehandlungsgerät bzw. dem Kontaktglas und dem Patienten zu verstellen. Der erfindungsgemäße Sicherheitsmechanismus verhindert zuverlässig, daß eine Fehlfunktion dieses Höhenverstellmechanismus eine Augenquetschung zur Folge hat. Bewegt beispielsweise der Höhenverstellmechanismus dem Patienten zu weit auf das Kontaktglas zu, sorgt der Sicherheitsmechanismus automatisch für ein Zurückweichen des Kontaktglases, bevor eine Quetschung des Auges zu befürchten ist.

In der zweiten Variante der Erfindung ist dafür gesorgt, daß ein Zurückweichen des Kontaktglases sich möglichst wenig auf die optische Qualität, mit der die Behandlungs-Laserstrahlung in das Auge eingebracht wird, auswirkt. Da bei einem Laserbehandlungsgerät verschiedenste Punkte mit dem Behandlungs-Laserstrahl angefahren werden (z.B. bei der eingangs erwähnten Fehlsichtigkeitskorrektur), muß der Fokus des Laserstrahls in der Regel dreidimensional verstellt werden. Dies erfordert regelmäßig Ablenkelemente in der Form von zwei Scannern, z.B. Galvanometerscanner, zur lateralen Bewegung des Laserfokus.

In einer einfachen Bauweise können die optischen Fehler, die beim Zurückweichen des Kontaktglases auftreten dadurch minimiert werden, daß man das Kontaktglas und die Fokussieroptik, die die Behandlungslaserstrahlen in das Auge fokussiert, starr verbindet, so daß diese gemeinsam zurückweichen. Ordnet man der Fokussieroptik dann zusätzlich einen Strahlengangabschnitt vor, der auf optische Weglängenänderungen unempfindlich ist, beispielsweise einen Parallel- oder Nahezu-Parallelstrahlengang, so sind die optischen Fehler beim Zurückweichen der Einheit aus Fokussieroptik und Kontaktglas automatisch gering.

Generell ist es zur Minimierung von durch das Zurückweichen des Kontaktglases induzierten Fehlern vorteilhaft, wenn die Lichtweglänge nach dem Ablenkelement auch beim Zurückweichen unverändert bleibt. Ansonsten würde sich der Abstand in einem projizierenden Objektiv verändern, was einer Veränderung der effektiven Brennweite des gesamten Systems gleichkäme. Insbesondere wären dann gekrümmte Kontaktgläser, die auf der dem Patienten zugewandten Seite eine konkave Krümmung aufweisen und damit nur gering belastend für den Augeninnendruck sind, schlecht verwendbar. Man müßte stattdessen Kontaktgläser verwenden, die die Augenvorderfläche flachdrücken und deshalb unter dem Gesichtspunkt eines möglichst gleichbleibenden Augeninnendrucks nachteilig sind. Eine weitere Minimierung erreicht man

deshalb, wenn man das Kontaktglas, die Fokussieroptik und zumindest eines der Ablenkelemente der Strahlablenkeinheit zu einer Einheit verbindet und der Sicherheitsmechanismus eine Längsführung dieser Einheit bewirkt.

- 6 Die zweite Variante der Erfindung hält dann, den Abstand zwischen der Ablenkeinheit und dem Fokus der Behandlungs-Laserstrahlung konstant. Verschiebe sich die axiale Position des Laserfokus, könnten in der Hornhaut des Patienten unvorhersehbare Nebenwirkungen auftreten. Im schlimmsten Fall könnte sogar eine Laserwirkung das Epithel oder Endothel schädigen.

10

- Günstigerweise ordnet man die Ablenkelemente, z. B. AOD oder Scanner, in Pupillenebenen der Optik an. Sie führen dabei meist eine Strahlablenkung um zwei zueinander senkrechte Achsen aus. Aber auch andere Ansätze, z. B. mit einem Taumelspiegel, sind möglich, die eine 2-dimensionale Strahlablenkung bewirken. Gängige Scanner arbeiten durch Reflexion an Flächen, welche in ihrem Anstellwinkel zum Strahlengang veränderlich sind. Dadurch wird der gesamte Strahlengang an den Scannern abgewinkelt. Dabei werden vorzugsweise Knickwinkel von etwa 90° realisiert. Vorteilhaft ist es, eine dieser Knickstellen so zu gestalten, daß dort ein Teil des optischen Systems um eine Achse drehbar gelagert ist. Das Zurückweichen des Kontaktglases kann dann durch Drehen des optischen Systems um diese Knickstelle erreicht werden, so daß sich der nachfolgende Strahlengang prinzipiell nur geschwenkt wird, sich aber ansonsten nicht ändert. Sieht man nach dieser Knickstelle eine nochmalige Umlenkung des Strahlenganges, z.B. um 90°, vor, so ist die zurückweichende Bewegung des Kontaktglases als Schwenkung um die in der ersten Knickstelle gelegene Drehachse realisiert. Dadurch ist um die Knickstelle ein Verschwenken der nachgelagerten Optik und damit ein Zurückweichen des Kontaktglases möglich, ohne daß im Strahlengang irgendwelche Änderungen auftreten.

20

25

- Es ist deshalb bevorzugt, daß der Lichtweg des Laserstrahles nach der Eintrittspupille der Fokussieroptik mindestens einmal umgelenkt ist und der Sicherheitsmechanismus beim Zurückweichen eine gemeinsame Dreh- oder Schwenkbewegung von Kontaktglas, Fokussieroptik und Ablenkelement bewirkt. Besonders zweckmäßig ist eine Bauweise, bei der das Kontaktglas, die Fokussieroptik und das Ablenkelement zu einem Arm starr verbunden sind und der Sicherheitsmechanismus eine Drehlagerung des Armes mit der Drehachse in der Ebene des Ablenkelementes aufweist. Die Anordnung der Drehachse beim Ablenkelement hat den Vorteil, daß beim Drehen oder Schwenken keine Dejustierungen hinsichtlich der Ablenkung entstehen.

30

35

Allerdings kann eine Gewichtskompensation nötig sein, da die Dreh- oder Schwenkbewegung ein Anheben der gesamten optischen Einheit vom Kontaktglas bis zur Pupille mit dem

Ablenkelement erfordert. Es ist deshalb für diese Ausführungsform günstig, entsprechende Gegengewichte anzubringen, welche die erforderliche Kraft zum Anheben des Armes und damit zum Zurückweichen des Kontaktglases herabsetzt.

- 5 Diese Ausgestaltung ist eine Variante eines allgemein zu bevorzugenden Sicherheitsmechanismus mit Gewichtskraftkompensationseinrichtung, insbesondere in Form eines Gegengewichtes oder eines Federelementes. Möchte man die Vorteile der ersten oder zweiten Variante kombinieren, kann zweckmäßigerweise die Gewichtskraftkompensationseinrichtung den Kraftgrenzwert einstellen. Insbesondere ist es möglich, daß sich der Arm mit dem
- 10 Kraftgrenzwert am Gehäuse des Laserbehandlungsgerätes abstützt.

Ein anderer Ansatz liegt darin, die Drehachse im Strahlengang an die Stelle des Gewichtsschwerpunktes zu legen, da damit ein austariertes Gebilde und folglich automatisch eine geringe Kraft zum Zurückweichen des Kontaktglases erreicht ist.

- 15 In der dritten Variante der Erfindung ist für eine funktionelle Starrheit des Kontaktglases eine Detektoreinrichtung vorgesehen, die bei einer einen Schwellwert überschreitenden Kontaktglasbewegung den Laserbehandlungsbetrieb sperrt. Der Schwellwert kann dabei nach verschiedenen Kriterien ausgewählt werden. Je nach Ausgestaltung des Laserbehandlungsgerätes
- 20 kann der Schwellwert im Sinne einer Notabschaltung gewählt sein, die kurz vor Auftreten einer unzulässig großen Augenbelastung abschaltet, oder als qualitätssicherndes Merkmal dienen und an den durch die Bewegung verursachten optischen Fehlern orientiert sein.

- Ist der Schwellwert so gewählt, daß er einen unzulässig hohen Augendruck verhindern soll, wird
- 25 abgeschaltet, bevor das Zurückweichen des Kontaktglases an ein mechanisch bestimmtes Ende der Bewegung gelangt. Auch nach Überschreitung des Schwellwertes kann man dann noch Gegenmaßnahmen einleiten, ohne daß das Kontaktglas am Bewegungsende anschlägt. Zum Beispiel kann ein Höhenverstellmechanismus des Patientenbettes abgeschaltet oder das Patientenbett schnell abgesenkt werden.

- 30 Eine der Gegenmaßnahmen besteht also darin, Kontaktglas und Auge aktiv auseinander zu bewegen. Es ist deshalb bevorzugt, daß der Sicherheitsmechanismus einen Antrieb zum aktiven Zurückziehen des Kontaktglases aufweist und eine Steuereinrichtung bei einer den Kraftgrenzwert überschreitenden Kraft bzw. einer den Schwellwert überschreitenden Kontaktglasbewegung den Antrieb zum aktiven Zurückziehen des Kontaktglases ansteuert.
- 35

Im Falle der eingangs genannten dreh- bzw. schwenkbaren Optikanordnung der zweiten Variante wird der Antrieb üblicherweise eine Schwenk- oder Drehbewegung einleiten, insbesondere den hinsichtlich der zweiten Variante zuvor genannten Arm drehen.

5 Die Detektoreinrichtung kann eine Lichtschranke verwenden, die nahe einem mechanischen Anschlag des Kontaktglasbewegungsweges liegt. Natürlich ist auch eine mehrstufig ansprechende Detektoreinrichtung oder eine kontinuierliche Überwachung der Lage des Kontaktglases im Rahmen der Erfindung möglich.

10 Eine Möglichkeit, das Überschreiten einer gewünschten Maximalbewegung zusätzlich zu detektieren, besteht darin, den Befestigungsmechanismus, mit dem das Auge am Kontaktglas fixiert wird, abzufühlen. Üblicherweise wird dafür Unterdruck verwendet. Die Detektoreinrichtung kann dann den Druck im Unterdrucksystem erfassen und so eine unzulässige Bewegung des Auges gegenüber dem Kontaktglas feststellen.

15

Aufgrund der Physiognomie des Menschen geht eine auf das Kontaktglas hin gerichtete Augenbewegung automatisch mit einer Kopfbewegung einher. Es ist deshalb möglich, die auf das Kontaktglas gerichtete Kraft nicht nur am Auge, sondern auch am Patientenkörper, vorzugsweise am Kopf, abzufühlen. Dieses Vorgehen stellt einen weiteren Schutz für das Auge dar. Es ist deshalb für alle genannten Varianten zweckmäßig, wenn eine Abstützeinrichtung vorgesehen ist, die eine am Patientenkörper anlegbare Stütze aufweist und die mit dem Sicherheitsmechanismus derart gekoppelt ist, daß eine bestimmte Kraft auf die Stütze entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung ebenfalls ein Zurückweichen des Kontaktglases bewirkt. In der dritten Variante kann die Detektoreinrichtung einen Druck auf die Stütze erfassen.

20

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnungen beispielshalber noch näher erläutert. In den Zeichnungen zeigt:

- 25
- Fig. 1 eine schematische perspektivische Darstellung eines Laserbehandlungsgerätes zur Behandlung auf einem Patientenbett liegender Patienten,
- 30 Fig. 2 eine schematische Teildarstellung des Strahlenganges des Laserbehandlungsgerätes der Fig. 1, gesehen entgegen der Blickrichtung des Patienten,
- Fig. 3 eine Darstellung des Strahlenganges der Fig. 2 in einer 90° gedrehten Ebene, d.h. aus Sichtweise eines hinter dem Patienten sitzenden Chirurgen,
- 35 Fig. 4 und 5 Darstellungen eines Laserbehandlungsgerätes ähnlich dem der Fig. 3 in gleicher Ansicht wie in Fig. 3,
- Fig. 6 und 7 Darstellungen eines weiter modifizierten Laserbehandlungsgerätes in einer Ansicht ähnlich denen der Fig. 4 und 5,

- Fig. 8 eine schematische Darstellung des Laserbehandlungsgerätes der Fig. 1 in einer abgewandelten Bauweise in einer Darstellung ähnlich der der Fig. 3,
- Fig. 9 einen Gewichtsausgleichsmechanismus, der im Laserbehandlungsgerät der Fig. 1 vorgesehen ist,
- 5 Fig. 10 eine schematische Darstellung eines Laserbehandlungsgerätes ähnlich dem der Fig. 1, allerdings in seiteninvertierter Darstellung mit einem zusätzlichen Schutzmechanismus, um einen Patienten vor Quetschungen zu schützen,
- Fig. 11 eine Ausschnittsvergrößerung der Fig. 10,
- Fig. 12 ein Diagramm zur Veranschaulichung der beim Betrieb eines Laserbehandlungsgerätes gemäß Fig. 1 auftretenden Kräfte am Auge,
- 10 Figur 13 eine schematische Darstellung eines Schaltplanes für das Laserbehandlungsgerät der Fig. 1.

Die Fig. 1 zeigt ein Laserbehandlungsgerät in Form einer laserchirurgischen Behandlungsstation 1. Sie weist ein Bett 2 auf, auf dem ein (nicht gezeigter) Patient bei der Behandlung zu liegen kommt. Neben und über dem Bett ist eine Lasereinheit 3 angebracht, die einen Behandlungskopf 4 aufweist. Mittels einer am Bett 2 vorgesehenen Höhenverstelleinheit 5 kann der Abstand zwischen dem Bett 2 bzw. dem darauf liegenden Patienten und dem Behandlungskopf 4 verstellt werden. Der Behandlungskopf 4 befindet sich an einem Ausleger 6 der Lasereinheit 3, so daß er über dem Kopf eines Patienten ragt.

15 20

An einem am Ausleger 6 vorgesehenen Mikroskop-Einblick 7 kann ein Chirurg den Behandlungsfortschritt verfolgen. Eine Tastatur 8 sowie ein Monitor 9 dienen dazu, Parameter des Laserbehandlungsverfahrens einzustellen. Die laserchirurgische Behandlungsstation 1 wird von einem Computer C gesteuert und ist zur optalmologischen Fehlsichtigkeitskorrektur gedacht.

25

Der Behandlungskopf 4 hat eine Spitze 10 an der ein Behandlungs-Laserstrahl austritt, und die zur Behandlung das Auge kontaktiert. Wie noch erläutert werden wird, ist der Behandlungskopf 4 mit der Spitze 10 im Ausleger 6 beweglich gelagert, so daß zusätzlich zu der durch die Höhenverstelleinheit 5 bewegten Verstellbarkeit weiterer Bewegungsspielraum zwischen der Spitze 10 und einem auf dem Bett 2 liegenden Patienten bzw. dessen Auge besteht.

30

Die Fig. 2 zeigt einen Ausschnitt des Behandlungsstrahlenganges 11, den die laserchirurgische Behandlungsstation 1 verwendet, um Behandlungs-Laserstrahlung L ins Auge des Patienten zu bündeln, dadurch optische Durchbrüche zu erzeugen und im Endeffekt eine Fehlsichtigkeitskorrektur auszuführen. Die Lasereinheit 3 verfügt über einen Laser, der die Behandlungs-Laserstrahlung L abgibt und einer die Behandlungs-Laserstrahlung L aufweitenden Aufweitungsoptik.

35

Diese beiden Elemente sind für die hier zu erläuternde Sicherheitsfunktion der laserchirurgischen Behandlungsstation 1 nicht weiter von Relevanz und deshalb auch nicht in den Zeichnungen gezeigt. Die Aufweitungsoptik beinhaltet axial verschiebbare Elemente, so daß der Laserfokus in axialer Richtung in der Hornhaut verstellt werden kann.

5

Der Aufweitungsoptik nachgeschaltet ist ein erster Scanner mit einem Scanspiegel 12, der von einem Motor 13 angetrieben, um eine erste Ablenkachse S1 schwenkbar ist. Der erste Scanspiegel 12 liegt in einer Pupille eines noch zu erläuternden optischen Systems. Dem ersten Scanspiegel 12 folgt eine Pupillenabbildung 14, die sicherstellt, daß der erste
10 Scanspiegel 12 in einer Pupille des optischen Systems liegt. In einer weiteren Pupille liegt ein zweiter Scanspiegel 15, der ebenfalls von einem Motor 16 angetrieben wird. Die Drehachse des zweiten Scanspiegel 15 steht senkrecht zur Ablenkachse S1 des ersten Scanspiegels 12. Es rotiert um eine zweite Ablenkachse S2, die in Figur 3 gestrichelt gezeigt. Die Ablenkachsen S1 und S2 der beiden Scanspiegel 12 und 15 stehen senkrecht aufeinander.

15

Dem zweiten Scanspiegel 15 ist eine Scanoptik 17 nachgeordnet, in deren Pupille der zweite Scanspiegel 15 liegt und deren Strahlengang von einem Strahlteiler 18 in die Spitze 10 umgelenkt wird. Die Spitze 10 enthält eine Fokussieroptik 20, die die Laserstrahlung L über ein Kontaktglas 23 in die Hornhaut 21 des Patienten Auges 22 fokussiert. Der Strahlteiler 18 koppelt
20 einen Beobachtungsstrahlengang 19 für den Mikroskop-Einblick 7 ein. Zugleich lenkt er den Strahlengang nach dem zweiten Scanspiegel 15 um 90° um.

25

Die Scanoptik 17, der Strahlteiler 18, die Fokussieroptik 20 und das Kontaktglas 23 bilden einen Arm 24. Der Arm 24 ist samt Motor 16 und Scanspiegel 15 an einem Drehgelenk 25 befestigt. Dadurch ist der Arm 24 um das Drehgelenk schwenkbar. Die Schwenkachse liegt in der Pupille,
in der auch der Scanspiegel 15 angeordnet ist, und verläuft senkrecht zur Ablenkachse S2. Die Schwenkung des Armes 24 bewegt folglich das Kontaktglas 23 von der Augenhornhaut 21 weg.

30

Die Scanoptik der Ausbildung gemäß Fig. 2 und 3 ist an einem Träger 26 montiert und somit zum Arm 24 zusammengefaßt. Dieser Arm ist mit dem Drehgelenk 25 in Form eines Kugellagers verbunden. Die Achse dieses Kugellagers – es können der Stabilität wegen auch mehrere Lager auf einer gemeinsamen Achse verwendet werden – ist identisch mit der optischen Achse der vorausgehenden Pupillenabbildung 14. Beispielsweise kann man ein sehr
großes Kugellager mit großem Durchmesser verwenden und dieses direkt auf die Fassung der
35 Pupillenabbildung 14 aufstecken. Damit wird eine einfache Zentrierung des Drehgelenks 25 relativ zur optischen Achse der Pupillenabbildung 14 erreicht und die Schwenkachse liegt exakt in der Pupillenebene. Durch die hier vorgesehene, ansonsten natürlich optional zu verstehende Befestigung des zweiten Scanners 15 am Drehgelenk ist gewährleistet, daß die Ablenkachsen

S1, S2 der beiden Scanner 12, 15 auch bei angehobenem Arm 24 senkrecht zueinander bleiben und trotzdem der vom zweiten Scanspiegel 15 reflektierte Strahl auch bei verschwenktem Arm 24 die Scanoptik 17 stets in vorbestimmter Richtung durchstrahlt.

- 5 Natürlich ist es alternativ möglich, auch die Pupillenabbildung 14 gemeinsam mit der Scanoptik 17, d.h. mit dem Arm 24, rotieren zu lassen. Auf diese Weise kann man eine große Länge der Führung der Drehachse realisieren, wodurch eine höhere Führungsgenauigkeit erreicht wird. In einer Weiterführung dieses Ansatzes rotiert die gesamte optische Einheit inklusive Laser. Im Sinne der Stabilität der gesamten optischen Anordnung ist eine solche Ausführung förderlich, 10 allerdings steigen mit der Masse der gelagerten Einheit die Trägheitskräfte, die überwunden werden müssen, um ein Zurückweichen des Kontaktglases einzuleiten.

- 15 In einer weiteren Ausgestaltung ist eine Faserkopplung zwischen dem Laser und dessen Aufweitungsoptik verwendet. Dann sind alle restlichen Elemente der Optik auf der schwenkbaren Trägereinheit montiert. Vorteilhafterweise wird ein durch die Faser verursachter Chirp entweder vor Eintritt in die Faser oder danach durch eine Kompressoreinheit kompensiert. Vorzugsweise ist die Kompressoreinheit vor der Faser angeordnet, weil dadurch die Spitzenleistung in der Faser reduziert wird und eine lichtintensitätsbedingte Beschädigung der Faser vermieden wird. Gleichzeitig sinkt die Selbstphasenmodulation.

- 20 Die Bauweise der Fig. 2 und 3 in der laserchirurgischen Behandlungsstation 1 der Fig. 1 gestattet es dem Patienten, das Kontaktglas 23, welches z.B. mittels Unterdruck an seinem Auge befestigt wird, wegzudrücken. Das Kontaktglas 23 kann sich zusammen mit der Fokussieroptik 20 und der Scanoptik 17 vom Auge wegbewegen und dieses entlasten, um 25 Quetschungen zu vermeiden. Mit der Masse der zu bewegenden Elemente kann die Initiierung der Bewegung allerdings eine Kraft erfordern, welche über das Auge des Patienten allein ohne Hilfsmittel nicht aufzubringen ist.

- 30 Es ist deshalb für massereiche optische Aufbauten eine Ausführungsform vorgesehen, wie sie in den Figuren 4 und 5 gezeigt ist. Dabei ist der Arm 24 mit dem Träger 26 versteift, an dem die Scanoptik 17 samt Strahlteiler 18 und Spitze 10 befestigt ist. Weiter greift am freien Ende des Träger 26 eine Feder-Aufhängung 27 an, welche die statischen Kräfte reduziert. Der Arm 24 bzw. Träger 26 ist weiter am Ausleger 6 so abgestützt, daß er mit einer definierten Kraft aufliegt. Diese Auflagekraft ist durch die Aufhängung 27 eingestellt.

- 35 Durch Druck auf das Kontaktglas 23 kann der Patient also mit einer vergleichsweise geringen Kraft den Arm 24 am Träger 26 von sich weg drücken, so daß er in die in Fig. 5 dargestellte angehobene Stellung gelangt. Lediglich die Auflagekraft ist zu überwinden. Die dabei

erforderliche Kraft ist so eingestellt, daß eine Quetschung des Auges dabei nicht auftreten kann, beispielsweise beträgt die Kraft ein N.

Fig. 5 zeigt weiter deutlich, daß sich der Scanspiegel 15 beim Verschwenken des Armes 24 mitdreht. Die Einkopplung der Laserstrahlung vom Scanspiegel 15 in die Scanoptik 17 bleibt damit auch bei ausgelenktem Träger 26 und damit angehobenen Kontaktglas 23 unverändert.

Der Aufbau der Fig. 4 und 5 kann allerdings dynamische Kräfte, die zum Einleiten der Armdrehung nötig sind, nicht kompensieren. Solche dynamischen Kräfte treten als Trägheitskräfte auf, wenn der Patient sich an das Kontaktglas heranbewegt, weil das Bett 2 nach oben gefahren wird. Zur Beschleunigung des Armes 24, die für ein Zurückweichen des Kontaktglases 23 erforderlich ist, ist eine zusätzliche Kraft erforderlich, die zumindest vorübergehend zu einer Stauchung des Auges führen kann. Will man diesen ab einem bestimmten Trägheitsmoment des am Drehgelenk 25 befestigten Armes 24 relativ großen Effekt vermeiden, ist es günstig eine Mechanik vorzusehen, die das Kontaktglas 23 aktiv zurückzieht, d.h. das Auge bei der Beschleunigung des Kontaktglases 23 am Arm 24 unterstützt. Dazu ist es für die hier beschriebene Bauweise nötig den Arm 24 aktiv anzuheben.

Die Fig. 5 und 6 zeigen ein Ausführungsbeispiel für eine solche Mechanik, die hier mittels Vakuum arbeitet. An das rotierbare Ende des Armes 24 ist am Träger 26 eine Vakuumdose befestigt. Herrscht in der Vakuumdose ein Unterdruck, so zieht sie sich zusammen und hebt den Träger 26 an seinem freien Ende an. Dieser Zustand ist in Fig. 7 dargestellt. Mittels eines Sensors 29, der hier als mechanischer Taster 30 ausgeführt ist, der einen Schalter 31 betätigt, wird eine Steuerung 32 eingeschaltet; sobald der Patient von unten liegend den Arm 24 um ein gewisses Mindestmaß anhebt. Die Steuerung 32 aktiviert dann den Unterdruckantrieb 28, welcher den Träger 26 mit dem Arm 24 anhebt und damit das Kontaktglas 23 vom Auge wegzieht. Eine kleine Bewegung der Scanoptik führt also zur Betätigung des Unterdruckantriebs.

In einer Abwandlung kann auch nur ein Teil der Scanoptik oder an einer anderen Optik befestigtes zusätzliches Teil axial beweglich mit dem Rest der Scanoptik angebracht sein. Wird dieses Teil durch den Druck des Auges nach oben bewegt, so wird ein entsprechendes Signal für die Steuerung 32 abgeleitet, die wiederum den Unterdruckantrieb 28 in Gang setzt. Die dafür notwendige Ventilauslösung kann man dabei direkt mechanisch oder auch elektrisch vornehmen. Die Sensierung der Bewegung der Scanoptik kann natürlich auch kontaktlos, z.B. durch Lichtschranken oder kapazitive Abstandsensoren erfolgen.

Alternativ zum hier beschriebenen Unterdruckantrieb ist natürlich jeder geeignete Antrieb denkbar, beispielsweise auch mit elektrisch betriebenen Stellmotoren.

5 Anstelle oder zusätzlich zum aktiven Antreiben des Armes 24 kann eine Unterstützung im Wege eines mechanischen Abstandhalters verwendet werden, wie sie in Fig. 8 dargestellt ist. Der Abstandhalter weist einen am Kopf 33 des Patienten anlegbaren Stempel 34 auf, der bei aufgesetztem Kontaktglas 23 an die Stirn 35 des Patienten gelegt wird. Über einen Rastmechanismus wird der Stempel 34 dabei so eingestellt, daß er direkt an der Stirn 35 anliegt. Der Stempel erstreckt sich parallel zur Einstrahlungsrichtung, mit der die
10 Laserbehandlungsstrahlung L durch die Spitze 10 auf das Kontaktglas 23 und die Hornhaut 21 fällt. Sobald die Hornhaut 21 am Kontaktglas 23 anliegt, wird der Stempel soweit nach unten gefahren, z.B. durch die eigene Gewichtskraft bewegt, daß er auf der Stirn des Patienten aufliegt. In dieser Position verriegelt er sich selbsttätig oder wird extern verriegelt. Bewegt sich nun das Auge 22 des Patienten nach oben, wird automatisch über den Stempel 34 der Arm 24
15 angehoben.

Zusätzlich oder alternativ zum Stempel 34 kann auch eine Abstützung direkt am Patientenbett 2 erfolgen. Damit wird ein unbeabsichtigtes Betätigen der Höhenverstelleinheit 5 sofort in ein Zurückziehen des Kontaktglases 23 durch Verschwenken des Armes 24 umgesetzt.

20 Es ist auch möglich, die Betätigung des Unterdruckantriebs 28 durch rein pneumatische Mittel zu bewirken. Der Taster 30 betätigt dann einen als Ventil ausgebildeten Schalter 31, der in einer Vakuumleitung zwischen einer Vakuumquelle, die in der Zeichnung der Steuerung 32 entspricht, und dem Unterdruckantrieb 28 liegt. Das Ventil wird geöffnet, wenn sich der Taster
25 30 nach oben bewegt, wie dies bei einer geringen Bewegung des Trägers 26 mit dem Arm 24 der Fall ist. Ist das Ventil offen, so wird der Unterdruckantrieb 28 evakuiert, zieht sich zusammen und kippt dadurch den Träger 26 mit dem Arm 24 nach oben.

Bei geeigneter Auslegung der im Arm 24 gehaltenen Optik genügt die Aufhängung 27, um eine
30 Quetschung des Patientenauges zu vermeiden. Geht man von einer Armlänge von einem halben Meter aus und realisiert ein Trägheitsmoment des Armes 24 von $2 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$, so führt eine Augenbewegung mit 6 mm pro Sekunde auf das Kontaktglas 23 hin bei einem Krümmungsradius von 7,8 mm und einem Krümmungsradius des Kontaktglases von 2 cm zu einer Kraft von 0,3 N, wenn das Auge beim Beschleunigen des Kontaktglases 23 um 0,77 mm eingedrückt
35 wird. Das Kontaktglas 23 mit dem gesamten Arm 24 wird dann in einer Drittelsekunde auf die Bewegungsgeschwindigkeit des Auges beschleunigt. Es zeigt sich also, daß es bei einer geschickten Auslegung des Armes 24 ein externer Antrieb nicht zwingend erforderlich ist.

Fig. 9 zeigt eine mögliche Ausgestaltung für einen Federmechanismus, der die Funktion der Aufhängung 27 erfüllt. Es handelt sich dabei um eine Abstützmechanik 37, die den Arm 24 von unten her abstützt. Der Arm 24 liegt dabei auf einer Rolle 38 auf, die über einen Hebel 40 mit einer Feder 41 verbunden ist, die die Rolle 38 nach oben drückt. Die in Richtung des Pfeils 39 wirkende Gewichtskraft des Armes 24 kann durch geeignete Wahl bzw. Stellung der Feder 41 wunschgemäß bis auf eine Restauflagekraft kompensiert werden.

Für die geschilderten Bauweisen ist es völlig bedeutungslos, ob die auslösende Bewegung durch den Patienten oder durch eine Bewegung des Bettes 2 verursacht wird. Immer wird der Arm 24 angehoben.

Fig. 10 zeigt eine weitere Detailansicht eines Auslegers 6 einer laserchirurgischen Behandlungsstation ähnlich der in Fig. 1 gezeigten Bauweise, wobei die Darstellung in Fig. 10 allerdings gegenüber der in Fig. 1 gewählten spiegelverkehrt ist. Wiederum ist zu sehen, daß der Arm 24 mit der Spitze 10 im Ausleger 6 vorgesehen ist, von dem lediglich Teile eines Gehäuses B gezeigt sind. Der Arm 24 ist mit dem Träger 26 gegenüber dem Ausleger 6 um einen in Fig. 10 links liegenden, aber nicht dargestellten Drehpunkt verschwenkbar. Bei dieser Verschwenkbewegung wird die Spitze 10 gegenüber dem Gehäuse B angehoben, so daß sie in das Gehäuse B hineinwandert. Der Arm 24 bzw. der Träger 26 liegt am Ausleger 6 an einer nicht gezeichneten Auflage auf. Ein Anheben des Auslegers 6 kann durch Krafteinwirkung an der Spitze 10 (am Kontaktglas 23) erfolgen.

Zusätzlich ist in der Bauweise der Fig. 10 noch ein Schutzmechanismus vorgesehen, der auch den Körper des Patienten vor Quetschungen durch den Arm 24 schützt. Dazu ist ein Prallblech 42 mittels eines Gelenkes 43, das beispielsweise als biegsame Befestigung in Form eines Stahlbleches ausgeführt sein kann, am Gehäuse B angebracht. Das Prallblech 42 stützt sich über einen Steg 45 am Arm 24 oder dessen Träger 26 ab. Eine in Richtung des Pfeils 44 auf das Prallblech 42 wirkende Kraft drückt dadurch nach oben auf den Arm 24. Ein Lagesensor 46 detektiert ein Anheben des Armes 24. Eine mögliche Ausführungsform für diesen Lagesensor 46, der die Verschiebung des Armes 24 gegenüber dem Gehäuse B bzw. dem Ausleger 6 erfaßt, ist in Fig. 11 exemplarisch gezeigt.

Wie Fig. 11 zu entnehmen ist, sind an einer Montagefläche 47 des Auslegers 6 gehäuseseitig Lichtschranken 48 und 49 angebracht, die Schlitze 50 und 51 aufweisen, durch die eine Positionsmarke 52 hindurchtreten kann, welche am Träger 26 bzw. dem Arm 24 angebracht ist. Ein Anheben des Armes 24 rückt somit die Positionsmarke 52 in den Schlitz 50 und ein weiteres Anheben auch in den Schlitz 51. Befindet sich die Positionsmarke 52 in Schlitz 50 bzw. 51 der Lichtschranke 48 bzw. 49, erzeugt diese ein entsprechendes Signal, das an eine (nicht

gezeigte) Steuereinheit, beispielsweise den Computer C der laserchirurgischen Behandlungsstation 1 (vergl. Fig. 1), weiterleitet. Der Computer C steuert dann eine entsprechende Gegenreaktion des Systems, beispielsweise ein Abschalten der Behandlungs-Laserstrahlung L oder ein Absenken des Patientenbettes 2.

5

Fig. 12 zeigt schematisch einen beispielhaften Zusammenhang zwischen der Position P des Armes 24 bzw. der Spitze 10 der laserchirurgischen Behandlungsstation 1 bzw. der Kraft F auf das Auge des Patienten, jeweils als Funktion der Augenposition x, die bei einem auf dem Bett 2 liegenden Patienten durch die Position der Höhenverstelleinheit 5 vorgegeben ist. Wird ein Patient für die Behandlung vorbereitet, bringt man zuerst ein neues, steriles Kontaktglas 23 an der Spitze 10 an. Dann wird der Patient auf das Bett 2 gelegt, dessen Höhenverstelleinheit 5 vom Chirurgen an der laserchirurgischen Behandlungsstation 1 gesteuert wird. Der Computer C weist dazu eine geeignete Eingabevorrichtung, beispielsweise einen Joystick, auf und steuert die Höhenverstelleinheit 5 entsprechend an. Zu Beginn ist die Höhenverstelleinheit 5 nach unten gefahren, woraus sich der Ort x_0 ergibt. Zugleich liegt die Spitze 10 an ihrer tiefsten Position P0, da der Arm 24 im Ausleger 6 am unteren Anschlag anliegt. Nun fährt der Chirurg den Patienten mittels der Höhenverstelleinheit 5 nach oben, bis am Ort x_1 das Auge des Patienten in Kontakt mit dem Kontaktglas 23 tritt. Der Chirurg verfährt den Patienten nun weiter langsam nach oben, bis das Auge vollständig am Kontaktglas 23 anliegt. Dies ist beim Ort x_2 der Fall, der dadurch gekennzeichnet ist, daß der Unterdruck, der das Kontaktglas 23 an der Hornhaut 21 befestigt, angelegt werden kann.

Damit die Hornhaut 21 möglichst vollständig an der Innenfläche des Kontaktglases 23 anliegt, drückt das Auge 23 mit einer gewissen Kraft gegen das Kontaktglas 23. Da diese Kraft jedoch noch geringer als die Kraft F_{min} ist, bei der der Arm 24 angehoben wird, bleibt der Arm 24 dabei noch ruhend liegen.

Mit dem Einschalten des Unterdrucks hebt der Computer C automatisch die Höhenverstelleinheit 5 noch etwas an, so daß das Bett 2 noch etwas über den Ort x_2 angehoben wird, um einen sicheren Verschuß des Kontaktglases 23 mittels Unterdruck an der Hornhaut 21 zu gewährleisten. Die Höhenverstelleinheit 5 bzw. der Kopf des Patienten befindet sich somit zwischen den Orten x_2 und x_3 . Das Auge drückt mit einer unter der minimalen Kraft F_{min} liegenden Kraft gegen das Kontaktglas 23, so daß der Arm 24 immer noch in der Position P0 verbleibt, also nicht ausgehoben wird. Das Auge ist am Kontaktglas fixiert, und die Behandlung kann begonnen werden.

35

Bewegt sich während der Behandlung der Kopf des Patienten nach oben, beispielsweise, weil der Patient den Kopf bewegt, oder wegen einer ungewollten Betätigung der

Höhenverstelleinheit 5, so ist erst am Ort x_3 die die Kraft auf den Arm 24 gleich der Mindestkraft F_{\min} , mit der der Arm 24 im Ausleger 6 aufliegt. Bei einer weiteren Aufwärtsbewegung des Kopfes, wird der Ausleger 24 angehoben. Dieser Fall entspricht der in Fig. 12 steigenden Ortskurve 53 (mit durchgezogener Linie dargestellt), und der Arm 24 verläßt die Ruheposition P_0 . Ist der Ausleger in der Position P_1 angelangt, weil der Kopf des Patienten bzw. im Falle einer Fehlfunktion oder Fehlbedienung die Höhenverstelleinheit 5 den Ort x_4 erreichte, gibt die erste Lichtschranke 48 ein Schaltsignal ab. Dadurch, daß der Arm 24 mit der eingestellten Kraft F_{\min} ausgehoben werden kann, steigt dabei die auf das Auge ausgeübte Kraft und damit der Druck auf das Auge nicht weiter an.

Das bei Position P_1 erreichte Schaltsignal veranlaßt den Computer C den Laserstrahl L so zu schalten, daß keine Behandlung mehr erfolgt. Beispielsweise kann der Laser abgeschaltet werden oder die Laserstrahlenergie so reduziert werden, daß keine optischen Durchbrüche mehr entstehen. Darüber hinaus ist es möglich, eine Warnung für den Chirurgen auszugeben, beispielsweise in Form einer entsprechenden Anzeige am Monitor 9.

Schließlich kann man im Computer C einen Schaltmechanismus vorsehen, der bei Erreichen der Position P_1 automatisch die Höhenverstelleinheit 5 nach unten, d.h. zu kleineren x -Werten bewegt, um das Auge wieder in den normalen Behandlungsbereich zwischen x_2 und x_3 zurückzuführen. Ist dies gelungen, wechselt das Schaltsignal der Lichtschranke 48 wieder in den Ruhestand, der normale Behandlungsbetrieb wird wieder aufgenommen und die Warnung zurückgenommen. Bewirkt man die Relativbewegung von Auge und Kontaktglas nur durch Bewegung des Bettes, kann Schaltmechanismus auf die x -Werte abgestimmt werden, so daß z.B. eine Bewegung bei Erreichen von x_3 erfolgt.

Bewegt sich jedoch durch eine Fehlfunktion oder eine entsprechende Aktion des Patienten der Arm 24 weiter nach oben und erreicht die Position P_2 , so spricht die zweite Lichtschranke 49 an und der Computer C leitet dann daraufhin eine Notabschaltung ein, die zum einen die Höhenverstelleinheit 5 deaktiviert und nach unten fährt und zum anderen die laserchirurgische Behandlungsstation 1 bis auf die Steuerung abschaltet. Dies geschieht, um zu verhindern, daß über den Ort x_5 hinaus der Ort x_6 erreicht wird, an dem der Arm 24 an seiner maximalen Auslenkung in der Position P_{\max} ankommt, an der ein weiteres Zurückweichen nicht möglich ist. Würde die anhebende Bewegung des Kopfes dann noch anhalten, stiege ab dem Ort x_6 die Kraft auf die Hornhaut 21 bzw. das Auge 22 sprunghaft an, wie die Kraftkurve 24 der Fig. 12 deutlich zeigt. Am Ort x_7 wäre die maximal zulässige Kraft F_{\max} auf das Auge 22 erreicht und es bestünde die Gefahr der Quetschung.

Durch die am Ort x5 bzw. der Position P2 erfolgte Notabschaltung der laserchirurgischen Behandlungsstation 1 ist die Quetschung des Auges 22 auch bei einem panikartigen Verhalten des Patienten vermieden.

- 5 Da in Ausführungsform gemäß Fig. 10 das Prallblech 42 unterhalb des Auslegers 6 liegt, ist auch eine Quetschung des Patientenkörpers vermieden, die eintreten könnte, wenn die Höhenverstelleinheit 5 den Patienten gegen den Ausleger 6 drückte.

- 10 Fig. 13 zeigt eine Schaltung, die z.B. vom Computer C realisiert sein kann, um das anhand Fig. 12 geschilderte Schutzverfahren auszuführen. In Fig. 13 sind die exemplarischen Lichtschranken 48 und 49 der Fig. 11 allgemein als Sensoren gezeichnet, die erfassen, ob der Arm 24 in die Positionen P1 bzw. P2 gelangt ist. Weiter ist in Fig. 13 schematisch ein Ansaugdrucksensor 55 eingezeichnet, der überprüft, ob der Unterdruck, welcher zur Ansaugung des Kontaktglases 23 verwendet wird, in einem Wertebereich ist, bei dem eine
- 15 zuverlässige Ansaugung des Auges 22 an das Kontaktglas 23 gegeben ist. Die Sensoren sowie der Ansaugdrucksensor 55 wirken auf noch zu beschreibende Weise auf einen Antrieb 56 der Höhenverstelleinheit 5. Der Antrieb 56 wird von einer Gleichstromquelle 57 versorgt, die eine Stromversorgung 58 des Antriebes 56 speist. Die Stromquelle 57 ist mit zwei Leitungen mit der Stromversorgung 58 verbunden. In eine Zuleitung sind zwei Notschalter 59 und 60 geschaltet,
- 20 die bei Aktivierung öffnen und im nicht betätigten Zustand geschlossen sind.

- Der Notschalter 59 wird von der zweiten Lichtschranke 49 angesteuert und der Notschalter 60 dient dem Chirurgen als mechanischer Notschalter, so daß jederzeit die Verbindung zwischen Stromquelle 57 und Stromversorgung 58 des Antriebes 56 unterbrechen und damit den Antrieb
- 25 56 stilllegen kann.

- Der Antrieb 56 weist weiter einen Sperrmechanismus 61 auf, der bei Aktivierung den Antrieb 56 abschaltet. Diese Sperrung erfolgt, wenn sowohl ein Unterdruckfühler 62 anzeigt, daß die Ansaugung des Auges 22 an das Kontaktglas 23 eingeschaltet ist, als auch der
- 30 Ansaugdrucksensor 55 ein angesaugtes Auge signalisiert. In diesem Zustand verhindert der Sperrmechanismus 61 jegliche weitere Verstellung der Höhenverstelleinheit 5 über den Antrieb 56, da bei angesaugtem Auge eine Verstellung der Höhenverstelleinheit 5 nicht erforderlich und kann sogar schädlich sein kann.

- 35 Im Antrieb 56 ist weiter ein Blockiermechanismus 63 vorgesehen, der von der ersten Lichtschranke 48 angesteuert wird und parallel zum Sperrmechanismus 61 jegliche Aktivität des Antriebes 56 unterbindet, wenn die erste Lichtschranke 58 anzeigt, daß der Arm 24 in die Position P1 gelangte. Damit wird verhindert, daß die Höhenverstelleinheit 5 versehentlich

- 19 -

betätigt wird und den Patienten anhebt, was möglich wäre, falls durch eine Bewegung des Patienten der Unterdruck abreißt und der Ansaugdrucksensor 55 dadurch nicht mehr signalisiert, daß das Auge korrekt angesaugt ist. Dadurch ist bei einer beispielsweise seitwärts und aufwärts führenden Bewegung des Patienten ebenfalls ein Betrieb des Antriebs 56 und damit eine Verstellung der Höhenverstelleinheit 5 unterbunden.

Das parallele Vorsehen des Sperrmechanismus 61 sowie des Blockiermechanismus 63 erlaubt es dadurch, mittels der Höhenverstelleinheit 5 eine Regelung auszuführen, die ein sicheres Ansaugen des Auges garantiert.

Die zweite Lichtschranke 59, die ein Signal abgibt, wenn sich der Arm in der Position P2 befindet, ist über ein Relais 64 mit dem Notschalter 59 verbunden. Gibt die zweite Lichtschranke 59 ein die Position P2 anzeigendes Signal ab, wird der Notschalter 59 geöffnet und der Antrieb 56 stromlos geschaltet. Je nach Gestaltung des Antriebes 56 verharrt das Bett 2 dann in der gegenwärtigen Höheneinstellung oder gleitet sanft nach unten.

Das beschriebene erfindungsgemäße System vermeidet Quetschungen am Auge bei einer laserchirurgischen Behandlungsstation, indem die am Auge aufliegende Komponente automatisch eine Ausweichbewegung ausführt, falls der Patient angehoben wird oder den Kopf hebt. Zugleich ist die Ausweichbewegung vorteilhafterweise so realisiert, daß die optische Qualität der Behandlung während des Ausweichens möglichst unverändert bleibt. Darüber hinaus ist über entsprechende Sensoren und Steuerungsmechanismen sichergestellt, daß eine zu einer Quetschung des Auges führende Bewegung nicht auftreten kann.

Patentansprüche

5

1. Laserbehandlungsgerät für die Augenchirurgie, mit einer Kopfanlage (2) für einen Patienten und einem auf das Auge (21) aufsetzbaren Kontaktglas (23), durch das ein Behandlungs-Laserstrahl (L) fällt, wobei ein Sicherheitsmechanismus (24, 25) vorgesehen ist, der bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas (23) gerichteten Kraft die Kopfanlage (2) und das Kontaktglas (23) auseinanderbewegt;
10 dadurch gekennzeichnet, daß der Sicherheitsmechanismus (24, 25) das Auseinanderbewegen erst bei einer oberhalb eines Kraftgrenzwertes (F_{min}) liegenden Kraft ermöglicht und bei unterhalb des Kraftgrenzwertes liegender Kraft die Kopfanlage (2) und das Kontaktglas (23) zueinander fixiert.

15

2. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Sicherheitsmechanismus (24, 25) das Kontaktglas (23) zurückzieht.

3. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Kraftgrenzwert (F_{min}) durch eine Feder- und/oder Gewichtskraft bewirkt ist.
20

4. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 1, 2 oder 3, dadurch gekennzeichnet, daß das Kontaktglas (23) an einem Halteelement (24) befestigt ist, das mit einer den Kraftgrenzwert (F_{min}) definierenden Kraft auf einen Anschlag des Gehäuses (B, 6) gedrückt ist.

25

5. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, daß das Halteelement (24) auch eine Fokussieroptik (20), die den Behandlungs-Laserstrahl (L) in oder auf das Auge (21) fokussiert, trägt.

6. Laserbehandlungsgerät nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Kraftgrenzwert 1 Newton beträgt.
7. Laserbehandlungsgerät für die Augenchirurgie, mit
- 5 - einer Kopfanlage (2) für einen Patienten,
- einer Strahlablenkeinheit (15, 16), die einen Behandlungs-Laserstrahl (L) mindestens um eine Achse (S2) variabel ablenkt,
- einer Fokussieroptik (20), die der Strahlablenkeinheit (15, 16) nachgeordnet ist, die den Laserstrahl (L) längs einer optischen Achse in oder auf das Auge (21) fokussiert,
- 10 - einem auf das Auge (21) aufsetzbaren Kontaktglas (23), das der Fokussieroptik (20) nachgeordnet, und
- einem Sicherheitsmechanismus (24, 25), der bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas (23) gerichteten Kraft die Kopfanlage (2) und das Kontaktglas (23) auseinanderbewegt,
- 15 **dadurch gekennzeichnet, daß**
- die Strahlablenkeinheit (15, 16) zumindest hinsichtlich eines für die eine Achse (S2) der Ablenkung wirkenden Ablenkelementes (15) in der Eintrittspupille der Fokussieroptik (20) angeordnet ist und
- der Sicherheitsmechanismus (24, 25) das Kontaktglas (23), die Fokussieroptik (20) und
- 20 das Ablenkelement (15) so koppelt, daß beim Auseinanderbewegen das Ablenkelement (15) in der Eintrittspupille bleibt und die Länge des Lichtweges zwischen dem Ablenkelement (15) und dem Kontaktglas (23) konstant ist.
8. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der
- 25 Sicherheitsmechanismus (24, 25) das Kontaktglas (23) zurückzieht.
9. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß das Kontaktglas, die Fokussieroptik und das Ablenkelement zu einer Einheit starr verbunden sind und der Sicherheitsmechanismus eine Längsführung dieser Einheit aufweist.
- 30
10. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß der Lichtweg des Laserstrahls (L) nach der Eintrittspupille der Fokussieroptik (20) mindestens einmal umgelenkt ist (18) und der Sicherheitsmechanismus (24, 25) beim Zurückziehen eine gemeinsame Dreh- bzw. Schwenkbewegung von Kontaktglas (23), Fokussieroptik (20) und
- 35 Ablenkelement (15) bewirkt.
11. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, daß das Kontaktglas (23), die Fokussieroptik (20) und das Ablenkelement (15) zu einem Arm starr

verbunden sind und der Sicherheitsmechanismus eine Drehlagerung (25) des Armes mit Drehachse in der Eintrittspupillenebene aufweist.

12. Laserbehandlungsgerät nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Sicherheitsmechanismus (24, 25) eine Gewichtskraftkompensationseinrichtung (27, 28) aufweist, insbesondere in Form eines Gegengewichtes oder eines Federelementes (27, 41).

13. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 12 in Verbindung mit einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Gewichtskraftkompensationseinrichtung (27, 28) den Kraftgrenzwert einstellt.

14. Laserbehandlungsgerät nach Anspruch 11 in Verbindung mit einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Arm mit dem Kraftgrenzwert (F_{min}) am Gehäuse (B) des Laserbehandlungsgerätes (1) abgestützt ist.

15. Laserbehandlungsgerät nach einem der Ansprüche 7 bis 14, gekennzeichnet durch eine Abstützeinrichtung (34, 36), die eine am Patientenkörper (33) anlegbare Stütze (34) aufweist und die mit dem Sicherheitsmechanismus (24, 25) derart gekoppelt ist, daß eine bestimmte Kraft auf die Stütze (34) entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung ebenfalls das Auseinanderbewegen bewirkt.

16. Laserbehandlungsgerät nach einem der obigen Ansprüche, gekennzeichnet durch ein in Laserstrahleinfallsrichtung verstellbares Bett (2), das die Kopfanlage aufweist, wobei der Sicherheitsmechanismus zum Auseinanderbewegen das Bett (2) verstellt.

17. Laserbehandlungsgerät für die Augen Chirurgie, mit einem auf das Auge (21) aufsetzbaren Kontaktglas (23), durch das ein Behandlungs-Laserstrahl (L) fällt, und einem Sicherheitsmechanismus (24, 25), der das Kontaktglas (23) beweglich hält, so daß es bei einer entgegen der Laserstrahleinfallsrichtung auf das Kontaktglas (23) gerichteten Kraft zurückweicht,

dadurch gekennzeichnet, daß der Sicherheitsmechanismus (24, 25) eine Detektoreinrichtung (29, 46) aufweist, welche ein Zurückweichen des Kontaktglases (23) überwacht und bei einer einen Schwellwert (P_1) überschreitenden Kontaktglasbewegung einen Laserbehandlungsbetrieb des Laserbehandlungsgerätes (1) unterbricht.

18. Laserbehandlungsgerät nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Sicherheitsmechanismus einen Antrieb (28, 5) zum aktiven Auseinanderbewegen von Kontaktglas (23) und Auge (21) aufweist und eine Steuereinrichtung (C) bei einer den

Kraftgrenzwert (F_{min}) überschreitenden Kraft bzw. einer den Schwellwert (P1) überschreitenden Kontaktglasbewegung den Antrieb (28, 5) zum aktiven Auseinanderbewegen ansteuert.

- 5 19. Laserbehandlungsgerät nach den Ansprüchen 18 und 10, dadurch gekennzeichnet, daß der Antrieb (28) eine Schwenk- oder Drehbewegung bewirkt.
20. Laserbehandlungsgerät nach den Ansprüchen 18 und 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Antrieb (28) den Arm dreht.
- 10 21. Laserbehandlungsgerät nach den Ansprüchen 15 und 17, dadurch gekennzeichnet, daß die Detektoreinrichtung einen Druck auf die Stütze (34) erfaßt.
22. Laserbehandlungsgerät nach den Ansprüchen 16 und 17, dadurch gekennzeichnet, daß
- 15 der Sicherheitsmechanismus bei der den Schwellwert (P1) überschreitenden Kontaktglasbewegung zusätzlich das Bett (2) absenkt.